Aus der Klinik für Medizinische Strahlenkunde
Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. H. Vieten

Messung von Abschaltdosis und Bildverstärker-Eingangsdosisleistung mittels Thermolumineszenzdosimetern

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Rosmarie Settels
Düsseldorf 1985

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der Klinik für Medizinische Strahlenkunde
Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. H. Vieten

Messung von Abschaltdosis und Bildverstärker-Eingangsdosisleistung mittels Thermolumineszenzdosimetern

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Rosmarie Settels
Düsseldorf 1985

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Düsseldorf

Referent: Professor Dr. D. Günther

Korreferent: Professor Dr. R. M. Jungblut

Inhaltsübersicht

Einleitung und Fragestellung 4

1. Rechtliche Grundlagen 5

2. Methodik
   2.1 Einführung in die TLD-Meßtechnik 7
   2.2 Meßaufbau 1o

3. Meßergebnisse
   3.1 Bestimmung der Halbwertschichtdicke 21
   3.2 Bestimmung des Kalibrierfaktors im Röntgenlabor der ZfS 25
   3.3 Bestimmung des Kalibrierfaktors an Röntgeneinrichtungen in Krankenhäusern 27
   3.4 Messung des Streustrahleneinflusses auf die Dosis-Anzeige 31
   3.5 Bestimmung der Meßgenauigkeit 34
   3.6 Maximale Schwankungsbreite des Kalibrierfaktors f 36
   3.7 Bestimmung von Dosiswerten mit TLDs 36

4. Diskussion der Ergebnisse 39
   Zusammenfassung 45

5. Literatur 46

Einleitung und Fragestellung

Der Einsatz von Röntgengeräten ist aus der heutigen Medizin nicht mehr wegzudenken. Fast in jeder ärztlichen Praxis befindet sich eine Röntgeneinrichtung, die für die Routinediagnostik eingesetzt wird. Die Krankenhäuser verfügen - je nach Größe - über Röntgenabteilungen, die in der Lage sind, auch spezielle Untersuchungsverfahren vorzunehmen.

Die Anwendung von Röntgenstrahlen unterliegt durch das Inkrafttreten der Röntgenverordnung im Jahr 1973 einer gesetzlichen Kontrolle, um die Strahlenexposition für Patienten so gering wie sinnvoll möglich zu halten. So wird z. B. an den Röntgeneinrichtungen selbst die Messung und Überprüfung von charakteristischen Dosiswerten in jährlichem Abstand vorgeschrieben, um dem radiologisch tätigen Arzt Gelegenheit zu geben, dosisrelevante Veränderungen an seiner Anlage feststellen zu können.

Diese Arbeit will zeigen, daß sich zu diesen Messungen Festkörperdosimeter, sogenannte Thermolumineszenzdosimeter, eignen. Zu diesem Zweck werden deren Eigenschaften in bezug auf die Messung von Dosiswerten untersucht, die in Größenordnung und Strahlenqualität typisch für die diagnostische Anwendung von Röntgenstrahlen sind.

1. Rechtliche Grundlagen

Der Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der ärztlichen Praxis und in Krankenhäusern wird durch die seit 1973 geltende Röntgenverordnung (RöV) reglementiert (1). § 29 dieser Verordnung regelt die "Aufzeichnungspflicht", d. h. es wird dem Arzt vorgeschrieben, diejenigen Untersuchungs- oder Behandlungsparameter schriftlich festzuhalten, aus denen - falls nötig - die Strahlenbelastung des Patienten berechnet werden kann. Eine Richtlinie zu § 29 (2) regelt im Detail, welche Daten auf welche Weise aufgezeichnet werden sollen. Ziel der "Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen" (Röntgenverordnung) ist es, unnötige Strahlenbelastungen auszuschließen. Daher schließt § 29 auch die Pflicht ein, vor der Röntgenuntersuchung oder -behandlung den Patienten nach früheren Anwendungen ionisierender Strahlen zu fragen, um auf diese Weise eventuell weitere Strahlenexpositionen zu vermeiden.

Bei den aufzuzeichnenden Daten wird zwischen solchen Werten unterschieden, die sich nur in großen zeitlichen Abständen ändern und im täglichen Betrieb als Standarddaten gelten, und solchen Werten, die von Anwendung zu Anwendung und von Patient zu Patient unterschiedlich sind ("variable Daten"). In den Richtlinien zu § 29 RöV heißt es unter anderem: "Die als Standarddaten bezeichneten Werte sind für jeden einzelnen Arbeitsplatz festzuhalten. Bei gleichbleibenden Bedingungen sind sie in jährlichen Abständen zu überprüfen. Das Ergebnis ist zu protokollieren."

---

(1) Die in Klammern gesetzten Zahlen verweisen auf die unter dieser Nummer aufgeführte Literatur im Verzeichnis auf Seite 46 ff.

Zu den Standarddaten gehören u. a. Angaben über die Röntgeneinrichtung (Röntgenstrahler, Generator etc.), Filter, Raster, Abstand des Patienten vom Strahler und speziell für Aufnahmearbeitsplätze Angaben über die Foliensorte und die Dosis, bei der die Belichtungsautomatik abschaltet (Abschaltdosis), bzw. speziell für Durchleuchtungsarbeitsplätze Angaben über die Art des Bildverstärkers und über die Dosisleistung am Bildverstärkereingang.

Im Laufe der Zeit können Veränderungen an der Röntgeneinrichtung selbst oder an den automatischen Regelsystemen z. B. durch Erschütterungen, durch Verschleiß, durch thermische Ausdehnungsprozesse auftreten, so daß sich diese auf Bildqualität und Dosis auswirken können.

Die in der Richtlinie zu § 29 geforderte jährliche Überprüfung der Standarddaten soll sicherstellen, daß diejenigen Daten, aus denen sich die Strahlenexposition des Patienten berechnen läßt, in der richtigen Größenordnung liegen und damit die Berechnung zu richtigen Ergebnissen führt. Außerdem ergeben derartige Überprüfungen einen Hinweis auf Qualität und Funktionstüchtigkeit der jeweiligen Röntgenanlage, obwohl das nicht in erster Linie Sinn der Überprüfung von Standarddaten ist.

Ziel dieser Arbeit ist der Nachweis, daß sich die beiden wichtigsten Standarddaten Abschaltdosis und Bildverstärkereingangsdosisleistung mittels Thermolumineszenzdosimetern (TLDs) hinreichend genau bestimmen lassen. Bisher wird mit - auch finanziell - relativ aufwendigen Ionisationskammersystemen gemessen. Messungen mit TLDs

kann u. U. der Arzt selbst durchführen, indem er die von der Auswertestelle per Post zugesandten TLDs nach Vorschrift bestrahlt und danach zur Auswertung zurücksendet. Ein solches Verfahren würde eine erhebliche finanzielle Einsparung für den Arzt bedeuten.

2. Methodik

2.1 Einführung in die TLD-Meßtechnik

Die für die vorliegende Arbeit verwendeten Thermolumineszenzdosimeter (TLDs) bestehen aus Calciumfluorid-Kristallen (CaF_2). Bei Bestrahlung mit ionisierenden Strahlen gehen Elektronen in einen angeregten Zustand über, der in TL-Materialien bei normaler Umgebungstemperatur beibehalten wird. Erst bei Erwärmung auf ca. 200°-300° C gehen die Elektronen unter Emission von Photonen wieder in ihren Grundzustand zurück. Die Photonenenergie liegt im Energiebereich des sichtbaren Lichts. Das Licht wird im TLD-Auswertegerät mit einem Photomultiplier registriert, in einen Elektronenstrom umgewandelt und als Ladung zur Anzeige gebracht. Innerhalb der in der Röntgendiagnostik üblichen Dosisbereiche ist die gesamte vom Kristall emittierte Lichtmenge der eingestrahlten Energiedosis proportional. (Literatur über TLD-Meßtechnik in (3).)

Das TLD-Auswertegerät zeigt die in eine elektrische Ladung umgewandelte Lichtmenge in der Einheit Coulomb an, praktisch in nC oder pC. Die Einheit der Energiedosis ist Rad (rd), die Einheit der Ionendosis ist

Röntgen (R). Um die TLD-Anzeige auf die Einheit der Energiedosis Rad (alte Einheit) bzw. Gray (neue Einheit), wobei 1 Rad = o,o1 Gray (4) ist, zu kalibrieren, wird für eine bestimmte Strahlenqualität (Röhrenspannung, Filterung) gleichzeitig mit TLDs (Anzeige in nC) und einer Ionisationskammer (Anzeige in Röntgen) gemessen. Außerdem wird ein Faktor für Weichteilgewebe berücksichtigt, der die Ionendosis in die Energiedosis umrechnet. Dieser beträgt z. B. für 1oo kV etwa o,95 rd/R (5), also in erster Näherung, d. h. für die Genauigkeitsansprüche des in dieser Arbeit beschriebenen Meßsystems ausreichend, gleich 1 rd/R.

Die Proportionalität zwischen angezeigter Ladung und Energiedosis erlaubt es, zwischen beiden Größen eine Beziehung folgender Art herzustellen:

Energiedosis (in mrd) = f x TLD-Anzeige (in nC)

f ist der sogenannte Kalibrierfaktor, dessen röhrenspannungsabhängiger Wert eine Umrechnung der TL-Anzeige in die Einheit der Energiedosis ermöglicht, der also die Umrechnung der Ladungseinheit (Coulomb) in die Einheit der Ionendosis (Röntgen) und die Umrechnung letzterer in die Einheit der Energiedosis (Rad bzw. Gray) enthält. Die Bestimmung des Kalibrierfaktors für die verschiedenen Spannungen und Filterungen war eine der ersten Aufgaben dieser Arbeit *.

Als Detektoren wurden Legobausteine verwendet, in die jeweils 3 CaF_2-TLD-Plättchen ("TLD 2oo" der Fa. Harshaw)

---

* Genaueres über die Kalibrierung von TLDs in (6)

mit Kantenlängen von 3,2 x 3,2 x o,9 mm eingelegt waren. Der Meßwert eines derartigen "Detektors" ergab sich durch Mittelwertbildung aus den 3 TLD-Anzeigen. Jeweils 3 Legosteine wurden dann in eine mit passenden Öffnungen versehene Sperrholzplatte gelegt und falls nötig mit Klebeband fixiert. Die Sperrholzplatte hat eine Dicke von ca. 2 cm bei einem Format von 2o x 3o cm (Abb. 1).

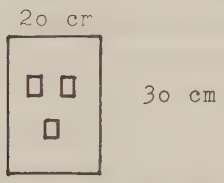

Abbildung 1:
TLD-Platte (Aufsicht)

Diese Platte ("TLD-Platte") ist in ihren Ausmaßen einer Filmkassette in der Röntgendiagnostik vergleichbar und dazu bestimmt, zum Zwecke der Messung von Abschaltdosis und BV-Eingangsdosisleistung in die Kassettenlade eines Röntgengerätes eingeführt zu werden. Eine Platte enthält also 9 CaF_2-TLDs. Bei jeder Auswertung wird der Mittelwert aus neun Meßergebnissen gebildet, so daß damit die Meßgenauigkeit deutlich erhöht werden kann.

2.2 Meßaufbau

In der Röntgendiagnostik unterscheidet man zwei Aufzeichnungssysteme: Filme bzw. Film-Folien-Systeme für den Aufnahmebetrieb und Leuchtschirm bzw. Bildverstärker für den Durchleuchtungsbetrieb. Röntgenaufnahmen liefern als Ergebnis ein statisches Bild, sozusagen eine Momentaufnahme des augenblicklichen Zustandes. Die Röntgendurchleuchtung dagegen führt zu einem dynamischen Bild, das zeitlich variable Vorgänge (z. B. Kontrastmittelverläufe in Hohlorganen) dem Arzt sichtbar machen kann. Für die Strahlenexposition des Patienten spielt die Durchleuchtungszeit eine große Rolle, weil die Röntgenstrahlung unter Umständen für eine längere Zeit (mehrere Minuten) eingeschaltet werden muß.

Die Röntgenstrahlung durchdringt den Patienten und wird je nach Dichte und Konsistenz der durchstrahlten Körperpartie unterschiedlich absorbiert. Nach Austritt aus dem Patienten ist die Intensität der Strahlung nicht mehr homogen. Die örtlichen Intensitätsschwankungen ("Strahlenbild") sind ein Maß für die Absorptionsvorgänge im Patientenkörper und liefern damit ein Abbild der durchstrahlten Körperregion. Das Strahlenbild, für menschliche Augen unsichtbar, wird mit Hilfe der o. g. Aufzeichnungssysteme in sichtbares Licht umgewandelt.

Film-Folien-Systeme benötigen zur optimalen Schwärzung des Films eine hauptsächlich von der Art der Folien abhängige Strahlendosis. Bei der Herstellung einer Röntgenaufnahme kommt es darauf an, die Röntgenstrahlung so zu dosieren, daß unabhängig von der Konsistenz, der Dichte

und Dicke des durchstrahlten Objekts auf dem Film eine optimale Schwärzung entsteht. Zu diesem Zweck besitzen moderne Aufnahmearbeitsplätze eine sogenannte Belichtungsautomatik. Diese schaltet den Generator ab, sobald für das benutzte Film-Folien-System die günstigste Schwärzung erreicht ist, d. h. der Belichtungsvorgang ist erst dann beendet, wenn am Film-Folien-System eine ganz bestimmte Dosis erreicht wird. Diese Dosis heißt Abschaltdosis. Sie gehört mit zu den jährlich zu überprüfenden Standarddaten. Die Größenordnung der zu erwartenden Dosiswerte liegt je nach Foliensystem zwischen o.1 und einigen mR.

Abb. 2 zeigt die wesentlichen Elemente eines Aufnahmearbeitsplatzes mit Belichtungsautomatik, an dem die Abschaltdosis bestimmt wurde.

Die Meßanordnung richtet sich nach den beim Aufnahmebetrieb üblichen Verhältnissen: In Strahlenrichtung gesehen heißt die Reihenfolge der einzelnen Elemente: Röntgenstrahler, Tiefenblende und Lichtvisier (zur Feldgebung und -anzeige), Phantom (hier Wasserphantom nach DIN 6815 (7)), Streustrahlenraster, Meßkammern (oft 3 Einzelkammern) und Kassettenlade zur Aufnahme der Film-Folien-Systeme.

Abbildung 3 zeigt ein Blockschaltbild einer Röntgendurchleuchtungseinrichtung mit Bildverstärker-Fernsehkette. Hinter dem Raster befindet sich - in Strahlrichtung gesehen - der Bildverstärker, der aus dem Röntgenstrahlenbild ein Elektronenbild erzeugt, dieses in der Intensität verstärkt und in ein Bild aus sichtbarem Licht umwandelt. Dieses Ausgangsbild wird von einer Optik auf

UNIV. LEIBNIZ BIBL.

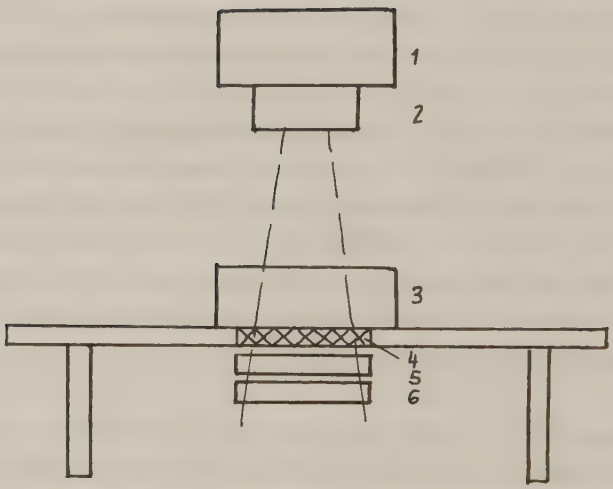

Abbildung 2: Aufnahmearbeitsplatz

1 Röntgenstrahler
2 Tiefenblende mit Lichtvisier
3 Phantom bzw. Patient
4 Raster
5 Meßkammer für Belichtungsautomatik
6 Kassettenlade
(hier: Einschub für die TLD-Platte)

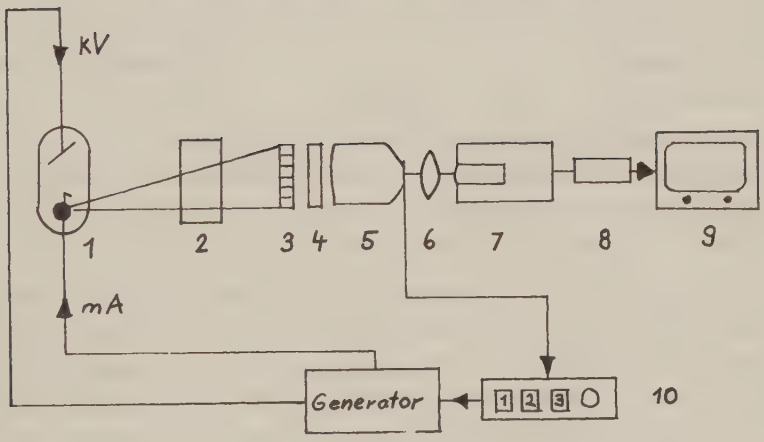

Abbildung 3: Bildverstärker-Fernsehkette
mit automatischer Helligkeitsregelung

1 Röntgenstrahler

2 Phantom bzw. Patient

3 Raster

4 Kassettenlade für Zielaufnahmen
(hier: Einschub für die TLD-Platte)

5 Bildverstärker

6 Optik

7 Fernsehkamera

8 Zentrale

9 Monitor

1o Sollwertvergleich:

Drucktasten für
Dosisleistungsstufen □
und für Stop ○

die Eingangsfläche einer Fernsehkameraröhre projiziert. Fernsehkamera und Zentrale liefern das Fernsehsignal, das auf dem Sichtgerät (Monitor) als Durchleuchtungsbild erscheint. Während der meisten Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen werden auch Röntgenaufnahmen hergestellt, sog. Zielaufnahmen. Zu diesem Zweck enthalten die Durchleuchtungsgeräte Vorrichtungen für die Aufnahme von Film-Folien-Kassetten. Diese werden zur Herstellung der Aufnahme in den Strahlengang gefahren und danach wieder in eine Position außerhalb dieses Bereichs, damit weiter durchleuchtet werden kann.

Die TLD-Platte wird für die Messung der BV-Eingangsdosisleistung in diese Aufnahmeposition gebracht, d. h. sie befindet sich praktisch direkt vor dem Bildverstärkereingang.

Automatische Helligkeitsregelung

Die automatische Helligkeitsregelung bei der Durchleuchtung hat die Aufgabe, die mittlere Bildhelligkeit des Durchleuchtungsbildes am Fernsehsichtgerät bei Untersuchungsobjekten wechselnder Dicke und Dichte für den betrachtenden Arzt konstant zu halten, denn kachektische oder adipöse Patienten, Lungengewebe oder Knochen weisen unterschiedliche Transparenz auf. Die Konstanthaltung der Bildhelligkeit läßt sich auf verschiedene Arten regeln.

Die in dieser Arbeit ausgemessenen Röntgenanlagen hatten eine Einrichtung zur Regelung der Dosisleistung am Bildverstärkereingang. Bei veränderter Transparenz des Unter-

suchungsobjektes wird automatisch die Eingangsdosisleistung durch Veränderung von Röhrenspannung, Röhrenstrom oder beidem so variiert, daß die Dosisleistung hinter dem Patienten, also am Bildverstärkereingang, konstant bleibt, d. h. unabhängig von der Patientendicke und -dichte liefert der Monitor ein gleichbleibend helles Bild.

Der Arzt kann außerdem diese Bildhelligkeit, bzw. die BV-Eingangsdosisleistung in einem gewissen Rahmen mittels Dosisleistungstasten (in der Regel 2 bis 3 Stufen) je nach Problemstellung erhöhen oder erniedrigen; er kann sogar die Automatik vollkommen abschalten und Röhrenspannung und -strom per Hand frei einstellen.

Bei den ausgemessenen Röntgeneinrichtungen waren zwei Regelungsarten realisiert: Mittelwertregelung (Firma Siemens) und Spitzenwertregelung (Firma Philips). Beide Verfahren benutzen zur Ermittlung der Dosisleistung nur einen Teil der gesamten Bildfläche: das sogenannte Meßfeld.

a. Mittelwertregelung (8,9)

Bei dieser Methode wird der Mittelwert der Bildhelligkeit innerhalb des gesamten Meßfeldes gemessen. Die Messung wird mit einem Photomultiplier am Ausgangsschirm des Bildverstärkers vorgenommen. Die Meßfeldgröße wird durch eine mechanisch-optische Konstruktion bestimmt und ist deshalb unveränderlich. Der geforderten mittleren Helligkeit ist eine bestimmte Dosisleistung am Bildverstärkereingang (z. B. 3o μR/s) zugeordnet. Abweichungen

von der mittleren Helligkeit, z. B. durch zunehmende oder abnehmende Transparenz des durchstrahlten Objektes oder Teilen davon, werden ausgeregelt durch Reduzierung oder Erhöhung der Dosisleistung auf der Eingangsseite des Patienten. Bei geringer Transparenz eines durchstrahlten inhomogenen Objekts kann die tatsächliche Dosisleistung beträchtlich über dem als Mittelwert angegebenen Wert von z. B. 3o µR/s liegen.

b. Spitzenwertregelung (8,9)

Bei der Spitzenwertregelung wird die größte Bildhelligkeit innerhalb des Meßfeldes zur Regelung der Dosisleistung herangezogen. Diesen Wert nennt man Spitzenwert. Innerhalb des Meßfeldes, welches beliebig zu vergrößern oder zu verkleinern ist, werden die hellsten Bildteile, die nur in einem sehr kleinen Bereich der gesamten Bildfläche vorhanden zu sein brauchen, zur Regelung benutzt. Diese maximale Helligkeit entspricht einer bestimmten Dosisleistung (z. B. 6o µR/s), der Mittelwert über das gesamte Feld ist dann weitaus niedriger (z. B. 3o µR/s). Diese Regelung stellt sicher, daß der Dosisleistungswert von z. B. 6o µR/s auch an der hellsten Stelle nicht überschritten wird.

Diese beiden Regelungsarten haben für die Messung der BV-Eingangsdosisleistung mit TLDs nur dann keine Bedeutung, wenn es um einen Vergleich der Meßergebnisse zwischen TLDs und herkömmlichen Meßgeräten (z. B. Ionisationskammern) geht. Will man den absoluten Wert der BV-Eingangsdosisleistung messen, so hängt das Ergebnis wesentlich von der Wahl eines geeigneten Phantoms ab. Dieses wiederum wird durch die Regelungsart bestimmt.

Im Prinzip stehen 3 Phantomsorten zur Diskussion:

- das Wasserphantom nach DIN 6815,
- das homogene Cu-Phantom (o,6mm),
- das inhomogene Cu-Phantom.

Grundsätzlich ist das inhomogene Cu-Phantom für Messungen an Anlagen mit Spitzenwertregelung, das Wasserphantom und das homogene Cu-Phantom für Messungen an Anlagen mit Mittelwertregelung vorgesehen. Es wird sich jedoch im Laufe der Arbeit zeigen, daß mit dem Wasserphantom an beiden Anlagetypen gemessen werden kann.

Die Weitergabe der Informationen über den gemessenen Helligkeitswert ("Reglereingangsgröße") zum Generator hat eine entsprechende Steuerung der Röntgenröhre zur Folge. Das kann durch eine gleichsinnige oder gegensinnige Röhrenspannungs-/Röhrenstrom-Regelung oder nur durch Röhrenspannungs- oder nur durch Röhrenstromregelung geschehen. Oft findet man die gleichsinnige "kV/mA-Regelung" und die reine "kV-Regelung" realisiert.

kV/mA-Regelung (8,9)

Die gleichsinnige kV/mA-Regelung wird bei allen Untersuchungen angewendet, die eine konstante mittlere Bildhelligkeit erfordern. Die Durchleuchtungsspannung (kV) und der Durchleuchtungsstrom (mA) passen sich hierbei der Objekttransparenz selbsttätig an (Abb. 4).

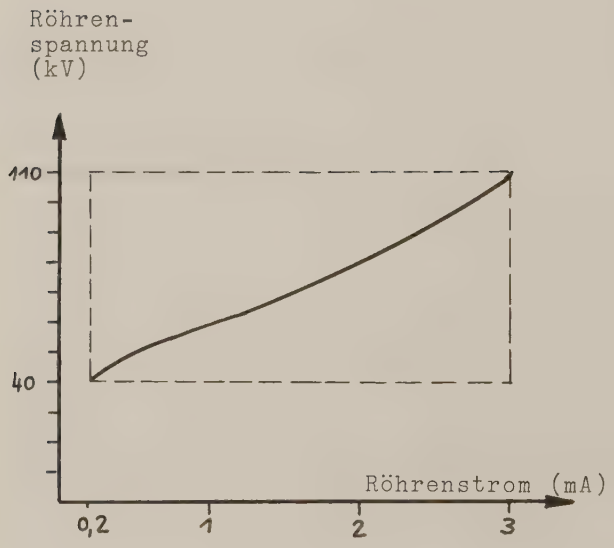

Abbildung 4: kV/mA-Regelung

Regelung der Bildhelligkeit mittels gleichsinniger kV/mA-Regelung in Abhängigkeit von der jeweiligen Objekttransparenz

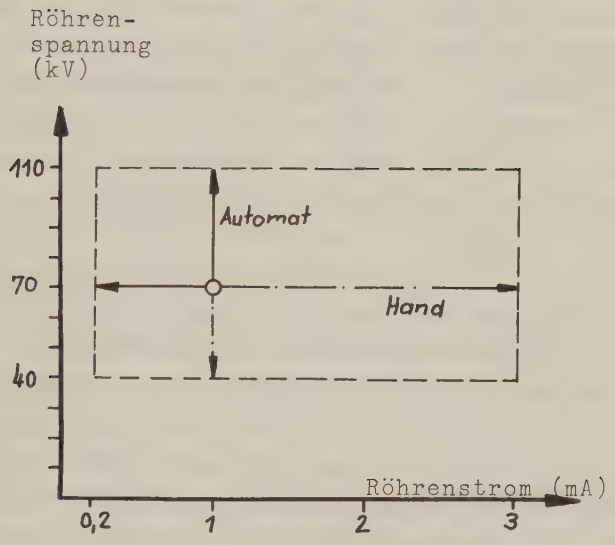

Abbildung 5: kV-Regelung

Selbsttätige kV-Regelung nach manueller Einstellung des Röhrenstroms zur Erzielung einer optimalen Kontrastwiedergabe

kV-Regelung (8,9)

Die manuelle Einstellung des Durchleuchtungsstromes bei kV-Regelung wird angewendet, wenn das Durchleuchtungsbild in der Kontrastwiedergabe bei konstanter mittlerer Bildhelligkeit beeinflußbar sein soll. So kann für eine maximale Kontrastwiedergabe ein relativ hoher Strom eingestellt werden z. B. bei einer Cholangiographie, wobei sich dann die Spannung selbsttätig auf einen relativ niedrigen Wert einregelt. Umgekehrt stellt man einen relativ niedrigen Strom ein, wenn ein besonders transparentes Bild gewünscht wird, und die Spannung regelt dann selbsttätig auf einen relativ hohen Wert (Abb. 5).

Die kV/mA- oder kV-Regelung legt eine bestimmte BV-Eingangsdosisleistung fest. Diese zählt zu den Standarddaten und unterliegt somit einer jährlichen Überprüfung. Gemessen wird der Wert der Dosisleistung, wobei eine Beurteilung, ob dieser Wert eventuell zu hoch oder zu niedrig ist, nicht zu der Aufgabenstellung gehört. Je nach Stufe liegt die BV-Eingangsdosisleistung zwischen 2o und 1oo µR/s, manchmal auch darüber.

Ionisationskammer-Meßgerät DALi der Fa. PTW, Freiburg

Für die Messungen mit TLDs wurde als Kalibriermeßgerät das üblicherweise zu Messungen der Abschaltdosis und der BV-Eingangsdosisleistung herangezogene Gerät DALi der Firma PTW Dr. Pychlau, Freiburg, benutzt. Der Detektor besteht aus einer 15 x 2o cm großen Platte in Kassettenform, in die eine runde Ionisationskammer eingelassen ist. Der Detektor wird wie eine Kassette in die Kasset-

tenlade eingeführt. Die elektrische Versorgung und die von ihr gelieferten Informationen gelangen über ein langes Kabel zu dem Versorgungs- und Anzeigenteil des Meßgeräts. Es können sowohl Dosis als auch - nach Umschalten - Dosisleistung gemessen werden (Bereiche: bis max. 5 mR bzw. bis max. 2500 µR/s). Mit Hilfe eines Kalibrierstrahlers (100 µCi C14) kann die Anzeige des Gerätes getestet und ggf. korrigiert werden. Das Meßgerät ist nach dem Eichgesetz (10) geeicht. Genaueres über Ionisationsdosimetrie in (5).

3. Meßergebnisse

3.1 Bestimmung der Halbwertschichtdicke (HWSD)

Trifft kollimierte Röntgenstrahlung bekannter Dosis auf eine Platte aus homogenem Material (z. B. Aluminium), so bezeichnet man mit Halbwertschichtdicke diejenige Dicke der Platte, bei der die austretende Strahlung durch Absorption auf die halbe Dosis reduziert worden ist (genaue Definition der HWSD in (11)). Die HWSD erlaubt einen Rückschluß auf die Strahlenqualität. Meistens wird die HWSD in den Einheiten mm Al oder mm Cu angegeben. Die Strahlenqualität wird durch die Röhrenspannung und durch die Art bzw. Dicke des zu durchdringenden Materials ("Gesamtfilterung") bestimmt.

Da der Kalibrierfaktor bei TLDs von der Strahlenqualität abhängig ist, muß dieser für alle vorkommenden Röhrenspannungen, Filterungen und Phantome (letztere zählen auch zur Gesamtfilterung, da in Strahlrichtung gesehen hinter den Phantomen gemessen wird) bekannt sein. Ein Maß für

die Strahlenqualität ist die HWSD, so daß die Abhängigkeit des Kalibrierfaktors von der HWSD bestimmt werden mußte.

Zu diesem Zweck wurden zunächst die einzelnen HWSD-Werte gemessen. Alle HWSD-Werte beziehen sich auf die für röntgendiagnostische Strahler typischen Röhrenfilterungen von 2 mm Aluminium. Bei Durchleuchtungsgeräten mit Spitzenwertregelung (Fa. Philips) erfolgte die Messung der BV-Eingangsdosisleistung mit dem inhomogenen Cu-Sektorenphantom. Bei Durchleuchtungsgeräten mit Mittelwertregelung (Fa. Siemens) kann man homogene Phantome wie das Cu-Phantom von o,6 mm Dicke oder das Wasserphantom gemäß DIN 6815 verwenden. Die HWSD-Messungen wurden daher bei konstanter Röhrenfilterung (2 mm Al) mit unterschiedlichen Röhrenspannungen und mit diesen drei Phantomen im Röntgenlabor der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS) durchgeführt.

Das Meßgerät zur Bestimmung der HWSD besteht aus zwei von rechts bzw. links motorisch in den Strahlengang fahrbaren Aluminiumkeilen. Dahinter befindet sich eine Ionisationskammer (Abb. 6). Zuerst wird die Dosis ohne Material im Strahlengang gemessen. Dann fährt man die Keile so lange ineinander, bis die Dosis auf die Hälfte des ursprünglichen Wertes gesunken ist. Am HWSD-Meßgerät läßt sich dann der entsprechende HWSD-Wert ablesen.

Das Ergebnis der HWSD-Messung ist in Abbildung 7 dargestellt.

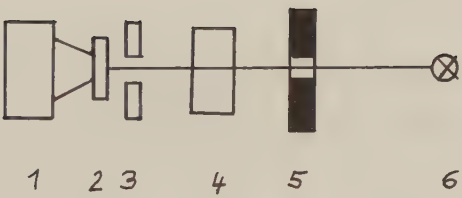

Abbildung 6: Meßaufbau zur Bestimmung der HWSD

1 Röntgenstrahler
2 Filter (2 mm Al)
3 Blende
4 Phantom
5 HWSD-Meßgerät
6 Ionisationskammer

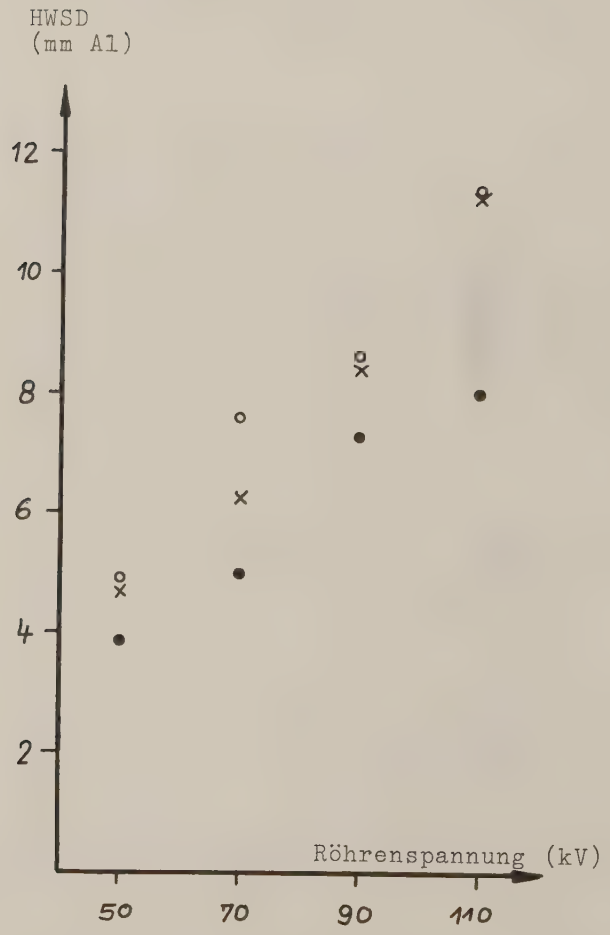

Abbildung 7: Bestimmung der HWSD für unterschiedliche Strahlenqualitäten, beeinflußt von der Art des Phantoms und der Höhe der Röhrenspannung

× homogenes Cu-Phantom

• H_2O-Phantom

o inhomogenes Cu-Phantom

3.2 Bestimmung des Kalibrierfaktors im Röntgenlabor der ZfS

Die Bestimmung des Kalibrierfaktors erfolgt für die Strahlenqualitäten, die bei der HWSD-Messung eingestellt worden waren. Der Aufbau der Meßanordnung (Abb. 6) bleibt im wesentlichen erhalten. (Abb. 8).

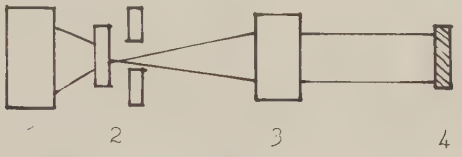

Abbildung 8: Meßaufbau zur Bestimmung des Kalibrierfaktors

1 Röntgenstrahler mit Filter
2 Blende
3 Phantom
4 Meßgerät (TLD oder DALi)

Bei jeweils konstantem Phantomtyp und jeweils konstanter Röhrenspannung wurde die Dosis sowohl mit der Ionisationskammer (DALi) als auch mit TLDs gemessen und aus den Meßergebnissen der Kalibrierfaktor f berechnet; hier: f gleich Dosis in mrd, dividiert durch TLD-Anzeige in nC.

Der in Tabelle 1 (Spalte 4) als "TLD-Anzeige" angegebene Wert ist der Mittelwert der Anzeigen von 9 Einzel-TLDs. Gemessen wurde im Röntgenlabor der ZfS.

	Röhrenspannung (kV)	HWSD (mm Al)	Anzeige DALi (mR)	Anzeige TLD (nC)	f (mR/nC)+
Wasserphantom	5o	3,9	1,4	1,8	o,78
	7o	5,5	3,1	3,14	o,99
	9o	7,3	4,1	4,24	o,97
	11o	8,o	4,6	3,9	1,17
inhomogenes Cu-Phantom	5o	4,8	1,3	1,5	o,81
	7o	7,55	4,4	4,8	o,92
	9o	8,55	4,8	4,8	1,oo
	11o	11,2	5,2	4,24	1,23
homogenes Cu-Phantom	5o	4,7	1,8	1,9	o,95
	7o	6,3	4,7	5,16	o,91
	9o	8,4	4,65	4,3	1,o8
	11o	11,2	4,8	4,38	1,1

+ angenommen 1 R = 1 rd

Tabelle 1: Berechnung des Kalibrierfaktors aus DALi- und TLD-Anzeige (Spalte 3 u. 4)

Abbildung 9 zeigt für das Wasserphantom die Abhängigkeit des Kalibrierfaktors von der Röhrenspannung (Gesamtfilterung: 2 mm Al). Abbildung 1o zeigt für alle drei Phantome die Abhängigkeit des Kalibrierfaktors von der HWSD. Aus den Abbildungen 9 und 1o ergeben sich für den Kalibrierfaktor folgende als linear angenommene Beziehungen zur Röhrenspannung bzw. HWSD:

$$f = o{,}oo65\ kV + o{,}455 \quad \ldots\ldots\ Gl.\ (1)$$
$$f = o{,}o53\ HWSD + o{,}6 \quad \ldots\ldots\ Gl.\ (2)$$

(f in der Einheit mR/nC, HWSD in der Einheit mm Al). Aus den Gleichungen (1) und (2) läßt sich für jede Röhrenspannung (Wasserphantom, 2 mm Al Filterung) bzw. jede HWSD (alle drei Phantome) der Kalibrierfaktor berechnen.

3.3 Bestimmung des Kalibrierfaktors an Röntgeneinrichtungen in Krankenhäusern

Es mußte geklärt werden, ob sich die Größenordnung des Kalibrierfaktors, wie sie unter definierten Bedingungen im Röntgenlabor der ZfS ermittelt wurde, an beliebigen diagnostischen Röntgeneinrichtungen reproduzieren ließ. Daher wurde der Kalibrierfaktor in den Röntgenabteilungen folgender Krankenhäuser bestimmt:

- Städt. Kliniken Duisburg (Geräte der Fa. Siemens)
- BG-Unfallklinik Duisburg (Geräte der Fa. CGR Koch & Sterzel)
- St. Etienne-Krankenhaus Neuß (Geräte der Fa. Siemens)

Als Phantom diente nur das Wasserphantom, als Meßgerät das DALi der Fa. PTW, die Gesamtfilterung betrug 2 mm Al.

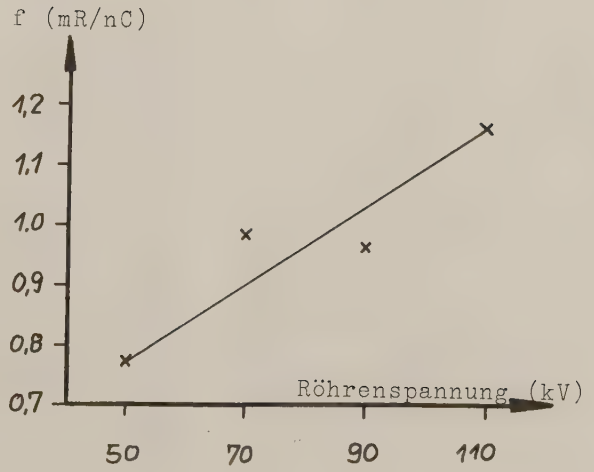

Abbildung 9: Abhängigkeit des Kalibrierfaktors f von der Röhrenspannung

f = o,oo65 kV + o,455 (H_2O-Phantom)

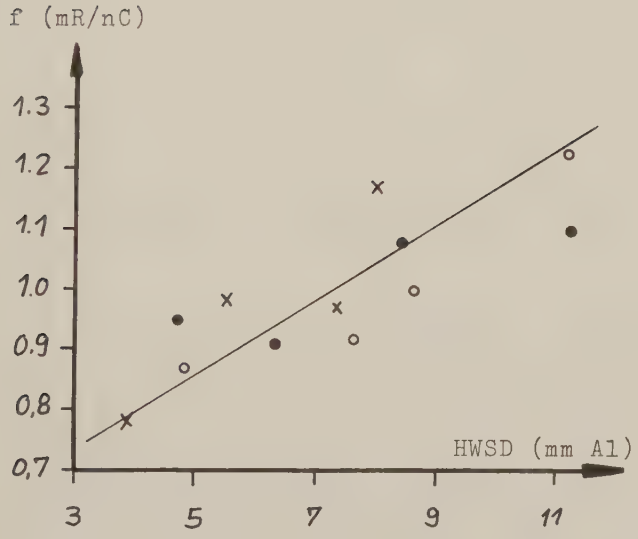

Abbildung 1o: Abhängigkeit des Kalibrierfaktors f von der HWSD

× H_2O-Phantom

o inhomogenes Cu-Phantom

• homogenes Cu-Phantom

f = o,o53 HWSD + o,6

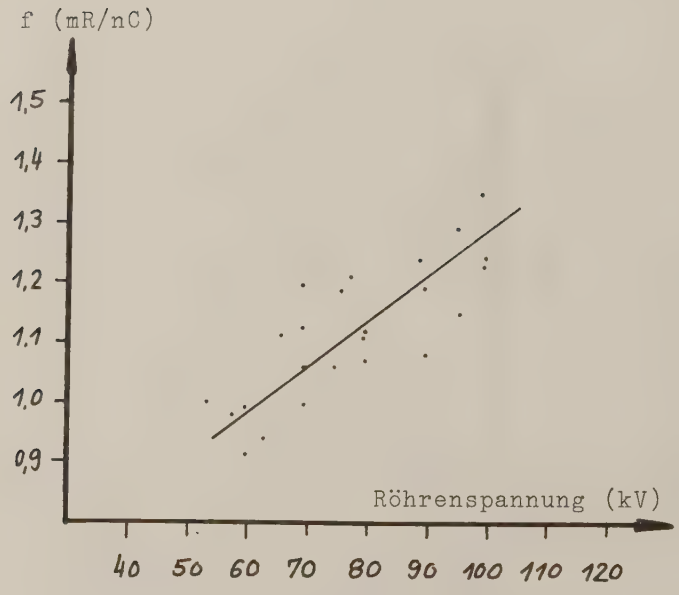

Abbildung 11: Messungen in Krankenhäusern mit H_2O-Phantom

f = o,oo8 kV + o,48

Ausgehend von den ermittelten TLD-Anzeigen und den Meßwerten, die das DALi-Gerät anzeigte, wurde der Kalibrierfaktor f berechnet und in Abbildung 11 gegen die Röhrenspannung aufgetragen.

Zwischen Kalibrierfaktor und Röhrenspannung ergibt sich aus Abb. 11 folgende Beziehung:

$$f = 0{,}008\ \text{kV} + 0{,}48 \quad \ldots\ldots\ \text{Gl. (3)}$$

(f in der Einheit mR/nC).

3.4 Messung des Streustrahleneinflusses auf die Dosis-Anzeige

Abschaltdosis und BV-Eingangsdosisleistung enthalten nur geringe Streustrahlenanteile, die vom Phantom ausgehen, da entweder hinter dem Raster gemessen wird oder - falls dies technisch nicht möglich ist - vor dem Raster mit möglichst großem Abstand zwischen Phantom und Detektor. Im letzten Fall muß das Ergebnis durch den sog. Rasterfaktor dividiert werden. Dieser gibt das Verhältnis der Dosis ohne Raster zur Dosis hinter dem Raster an und liegt in der Größenordnung zwischen 1,5 und 3,5 je nach Rastertyp.

An dieser Stelle der Arbeit geht es um die Frage, wie groß der Abstand zwischen Phantom (hier Wasserphantom) und Detektor (hier DALi) sein muß, damit Streustrahlenanteile an der gemessenen Dosis signifikant klein gehalten werden können. Um dies zu untersuchen, wurde die Meßanordnung der Abbildung 12 im Röntgenlabor der ZfS gewählt.

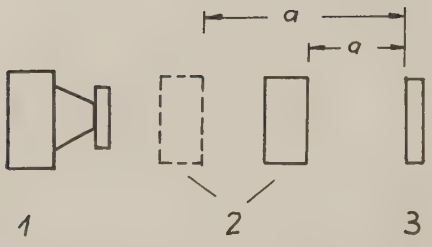

Abbildung 12: Meßaufbau zur Bestimmung des Streustrahleneinflusses

1 Röntgenstrahler mit Filter (2 mm Al)

2 H_2O-Phantom

3 DALi-Meßkammer

a Abstand H_2O-Phantom - Meßkammer

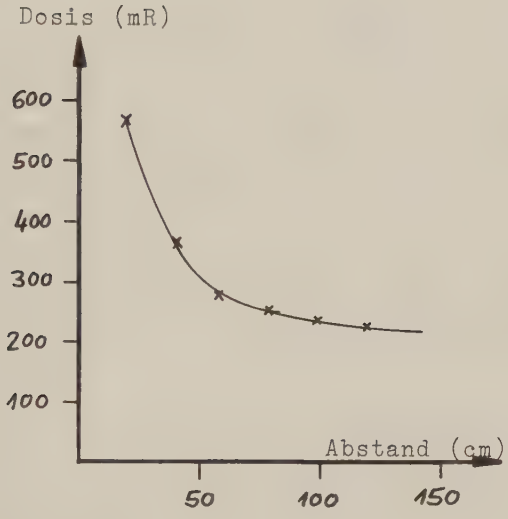

Abbildung 13: Einfluß von Streustrahlen

Auswirkung des Abstandes des Phantoms von der Meßkammer auf die Dosisanzeige bei sonst gleichbleibenden Bedingungen (8o kV Röhrenspannung)

Bei sonst konstanten Versuchsbedingungen (Röhrenspannung 8o kV) wurden die Dosen bei variablen Abständen zwischen Phantom und Meßkammer registriert (Abb. 13).

Nähert man Phantom und Meßkammer, so zeigt sich die Wirkung der Streustrahlung in einem Anstieg der Dosis. Bei Abständen größer als etwa 8o cm ist der Streustrahlenanteil an der Gesamtdosis vergleichsweise gering, unterhalb von 8o cm steigt der Streustrahlenanteil jedoch überproportional an, so daß bei Verwendung eines Wasserphantoms das Meßergebnis stark verfälscht wird. Deshalb sollte bei Messungen ohne Raster bzw. vor dem Raster ein Abstand zwischen Phantom und Detektor von 8o cm auf keinen Fall unterschritten werden.

3.5 Bestimmung der Meßgenauigkeit

Zur Feststellung der Meßgenauigkeit von CaF_2-TLDs in den hier üblichen Dosisbereichen wird die Standardabweichung von TLD-Anzeigen eines Kollektivs von 17 TLD-Platten herangezogen, die unter konstanten Bedingungen (8o kV, Wasserphantom, 2 mm Al, Abstände) jeweils mit einer Dosis von 3,1 mR bestrahlt wurden. Bezogen wurde die Standardabweichung auf die Mittelwerte von:

- je 3 TLDs (in einem Legostein)
  Der Gesamtmittelwert aller TLD-Anzeigen betrug 2,92 nC, die Standardabweichung davon ergab aus Abb. 14 einen Wert von $\pm$ o,5 nC ($\triangleq$ 17 %)

- je 9 TLDs (3 Legosteine in einer TLD-Platte)
  Die Standardabweichung vom Gesamtmittelwert ergab aus Abb. 14 einen Wert von o,28 nC ($\triangleq$ 1o %)

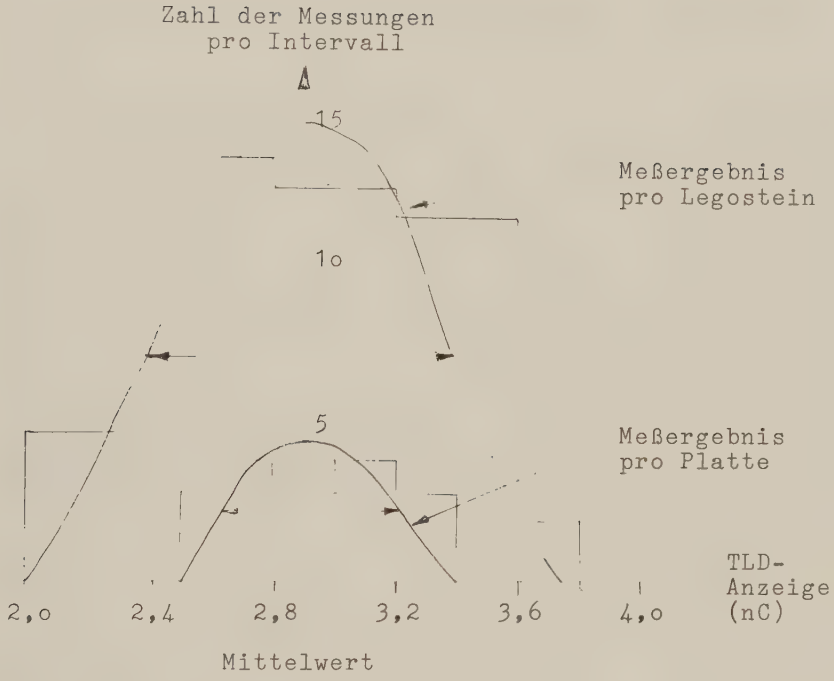

Abbildung 14: Bestimmung der Meßgenauigkeit

Unter genau gleichen Bedingungen wurden 17 TLD-Platten mit jeweils 3 "Legosteinen" bestrahlt. Als Mittelwert ergab sich ein Wert von 2,92 nC.

Bezogen auf den einzelnen Legostein betrug die Standardabweichung ± o,5 nC. Das bedeutet, daß rund 67% aller gemessenen Werte sich im Intervall von 2,92 nC ± o,5 befinden. Dies entspricht einer Meßgenauigkeit von 17%.

Bezogen auf die gesamte TLD-Platte betrug die Standardabweichung ± o,28 nC. Die Meßgenauigkeit liegt dann bei 1o %.

Die Röhrenspannung betrug einheitlich 8o kV, die applizierte Dosis 3,1 mR. Für den Kalibrierfaktor ergibt sich ein Mittelwert von f = 1,o6o mR/nC.

3.6 Maximale Schwankungsbreite des Kalibrierfaktors

Neben der Standardabweichung interessiert, wie groß innerhalb einer Meßserie die maximale Schwankungsbreite vom Mittelwert ausfällt. Dazu wurden jeweils der Kalibrierfaktor aus der mit dem DALi angezeigten Dosis in mR und der CaF_2-TLD-Anzeige in nC und der Mittelwert des Kalibrierfaktors berechnet. Als Grundlage diente die unter 3.5 beschriebene Versuchsreihe von 17 Einzelmessungen. Als "CaF_2-TLD-Anzeige" diente hier der Mittelwert aus den 9 TLD-Anzeigen einer TLD-Platte. Aus Abbildung 15 liest man eine maximale Schwankungsbreite von 15 % ab. Der Mittelwert des Kalibrierfaktors über 17 TLD-Platten-Anzeigen beträgt 1,o6o mR/nC, die maximale Schwankung liegt bei o,16 mR/nC.

3.7 Bestimmung von Dosiswerten mit TLDs

Abschließend soll die Reproduzierbarkeit des TLD-Systems überprüft werden. Zu diesem Zweck wurden Dosiswerte, die für Abschaltdosen und für BV-Eingangsdosen (= Messung der Dosis 1 min lang bei BV-Eingangsdosisleistungen etwa zwischen 1o und 7o uR/s) typisch sind, bei Röhrenspannungen von 5o, 7o, 8o und 9o kV eingestellt und sowohl mit dem DALi als auch mit der TLD-Platte gemessen. Zur Bestimmung der Dosis mit TLDs diente Gleichung (1) (vergl. Abschnitt 3.2). In Abbildung 16 ist die DALi-Anzeige gegen die TLD-Anzeige aufgetragen, wobei der Idealfall durch die 45°-Gerade repräsentiert wird.

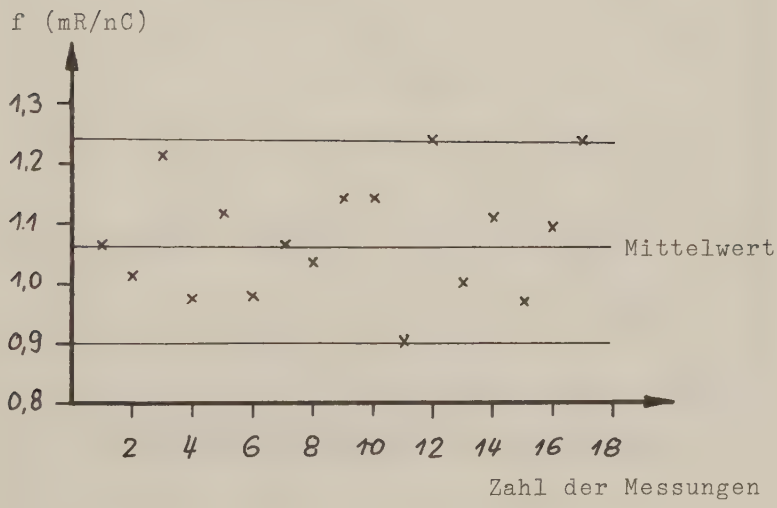

Abbildung 15: Maximale Schwankungsbreite
f = 1,060 ± 0,16 (15%)

Zugrundegelegt werden die 17 Messungen aus Abb. 14 mit dem dabei für den Kalibrierfaktor gefundenen Mittelwert von f = 1,060 mR/nC.

Die Schwankungsbreite für die einzelnen Meßergebnisse liegt in einem Intervall von ± 0,16 mR/nC um den Mittelwert - entsprechend einer Abweichung von ungefähr 15 %.

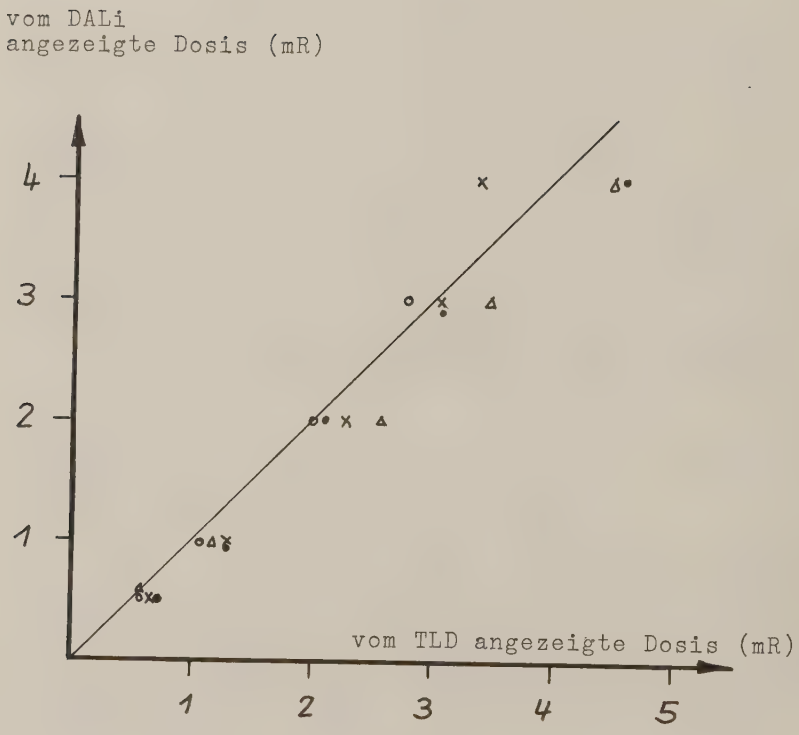

Abbildung 16: Vergleich der Dosismessungen von TLDs mit dem DALi-Meßgerät

Vorgegebene Dosiswerte (o 5o kV, × 7o kV, • 8o kV, ▵ 9o kV) wurden sowohl mit dem DALi-Meßgerät als auch mit der TLD-Platte gemessen. Die Abbildung zeigt die gefundenen Werte, wobei die 45°-Gerade einer völligen Übereinstimmung zwischen beiden Meßverfahren entspräche.

4. Diskussion

4.1 HWSD-Messung

Die HWSD-Messung diente zur Bestimmung der Strahlenqualität am Meßort, d. h. dort, wo die TLDs plaziert werden, da die Kalibrierfaktoren von TLDs abhängig sind von der Filterung und der Röhrenspannung. Die Filterung setzt sich in diesem Fall aus der Gesamtfilterung am Röntgenstrahler und dem Phantommaterial zusammen.

Aus der HWSD-Messung ergab sich für den hier betrachteten kV-Bereich eine mit steigender Röhrenspannung nahezu linear anwachsende HWSD. Eine Zunahme der HWSD mit der Röhrenspannung war natürlich zu erwarten - sie betrifft alle drei Phantome gleichermaßen -, da mit steigender Röhrenspannung die Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung steigt und man als Folge davon immer dickere Schichten benötigt, um die Dosis auf die Hälfte zu reduzieren.

Vergleicht man die einzelnen Phantome miteinander, so zeigen sich unterschiedliche HWSD-Werte, wobei das Wasserphantom in allen kV-Bereichen die geringsten Werte aufweist. Das heißt: Bei jeweils gleicher Röhrenspannung ist die Röntgenstrahlung hinter dem Wasserphantom die energieärmste (weichste), hinter dem inhomogenen Cu-Phantom die energiereichste (härteste). So genügt z. B. bei 11o kV Röhrenspannung hinter dem Wasserphantom eine Aluminiumschicht von 8 mm, um die

Dosis auf die Hälfte zu reduzieren, während hinter den beiden anderen Phantomen bei gleicher Spannung eine Schichtdicke von etwa 11 mm, das sind fast 50% mehr, zu diesem Zweck benötigt wird.

Man muß daraus schließen, daß die Kalibrierfaktoren für TLDs prinzipiell von der Art des verwendeten Phantoms abhängen werden.

Nimmt man allerdings einen größeren Meßfehler in Kauf, so kann man durch alle Punkte der Abb. 7 eine Gerade legen, um auf diese Weise zu einem nur noch von der Röhrenspannung abhängigen Kalibrierfaktor zu gelangen.

4.2 Kalibrierfaktorbestimmung im Labor der ZfS

Wenn sich die Messung mit TLDs als geeignet für die Bestimmung von BV-Eingangsdosisleistung und Abschaltdosis erweisen sollte, so bedarf es eines Kalibrierfaktors, der die in den Kliniken und ärztlichen Praxen mit TLDs gemessenen Dosen, die am TLD-Auswertegerät in der Einheit nC (nano-Coulomb) angezeigt werden, umrechnet in die üblicherweise hier benutzte Einheit der Ionendosis mR (milli-Röntgen).

Die vom geeichten DALi-Meßgerät in mR angezeigte Ionendosis entspricht dem vom TLD angezeigten Wert der Ladungseinheit in nC. Umrechnungsfaktor ist der Kalibrierfaktor f, also gleich Ionendosis in mR geteilt durch TLD-Anzeige in nC.

Tabelle 1 (Seite 26) zeigt die Ergebnisse der Kalibrierfaktorbestimmung im Labor der ZfS. Die für CaF_2-TLDs erwartete Abhängigkeit des Kalibrierfaktors f von der Röhrenspannung ist deutlich, wie Abb. 9 graphisch für das Wasserphantom zeigt. Nimmt man eine lineare Beziehung an, so ergibt sich daraus für die Berechnung des Kalibrierfaktors aus der Röhrenspannung für CaF_2-TLDs die Gl. (1) (Seite 27). Aus der Literatur ist bekannt (12), daß über einen großen kV-Bereich der Zusammenhang zwischen Kalibrierfaktor f und Röhrenspannung durchaus nicht linear verläuft, hier aber für den kleinen Abschnitt zwischen 5o kV und 11o kV in erster Näherung als linear angenommen wurde.

Gl. (1) wurde im weiteren Verlauf der Arbeit benutzt, um die Dosisbestimmung mit TLDs und Wasserphantom in Abschnitt 3.7 vorzunehmen.

Sollte das TLD-Meßverfahren mit anderen Phantomen (z. B. Cu-Phantom) vorgenommen werden, so muß bei Bestimmung des Kalibrierfaktors f der dann hinter dem Phantom im Vergleich zum Wasserphantom geänderten Strahlenqualität, repräsentiert durch die HWSD, Rechnung getragen werden.

Abb. 1o zeigt die Abhängigkeit des Kalibrierfaktors von der HWSD und zwar unabhängig vom Phantommaterial. Numerisch wird dies durch Gl. (2) festgehalten. Diese ermöglicht die Kalibrierfaktorberechnung mit Hilfe von Abb. 7 für alle hier angesprochenen Phantome.

4.3 Kalibrierfaktorbestimmung in Krankenhäusern

Die Kalibrierfaktorbestimmung in den verschiedenen Krankenhäusern ergab laut Abb. 11 die Gl. (3) (Seite 33). Die im Labor der ZfS für den Kalibrierfaktor gefundene Gl. (1) weist in der Steigung eine Abweichung von nur ca. 1o % auf, was größenordnungsmäßig eine Bestätigung der TLD-Methodik in diesem wichtigen Punkt bedeutet.

4.4 Einfluß der Streustrahlen

Bei Anordnung der TLD-Platte vor dem Streustrahlenraster ist zu erwarten, daß die dann nicht absorbierte, vom Phantom ausgehende Streustrahlung das Meßergebnis verfälscht. Abb. 13 zeigt einen deutlichen Anstieg der Dosisanzeige, wenn man bei konstantem Abstand zwischen Fokus und Dosimeter den Abstand zwischen Phantom und Dosimeter verkleinert. Die Dosisanzeige bleibt erst ab einer Entfernung von mehr als 1oo cm nahezu konstant; d. h. man kann davon ausgehen, daß sich in dieser Entfernung vom Wasserphantom die Streustrahlung nicht mehr stark bemerkbar macht.

Nimmt man also Messungen an Röntgeneinrichtungen vor, bei denen die TLD-Platte vor dem Streustrahlenraster angebracht werden muß, so sollte das Wasserphantom in einem möglichst großen Abstand vom Dosimeterort aufgestellt werden.

4.5 Meßgenauigkeit der Methode

Die Meßgenauigkeit wurde anhand einer Normalverteilung quantitativ festgestellt (Abb. 14). 17 TLD-Platten mit

je 3 Legoeinheiten wurden unter genau den gleichen Bedingungen bestrahlt und die Dosimeter-Anzeigen jeweils pro Legostein ("TLD-Anzeige" = Mittelwert aus den Anzeigen von 3 TLDs) und pro Platte ("TLD-Anzeigen" = Mittelwert aus den Anzeigen von 9 TLDs) ausgewertet.

Der Mittelwert der TLD-Anzeige μ ist gleich 2,92 nC. Die TLD-Anzeigen x sind auf der Abszisse aufgetragen. Die Ordinate gibt die Anzahl der Messungen an, deren Ergebnisse in ein bestimmtes Intervall fallen ($\varphi(x)$). Die Normalverteilung hat folgende mathematische Form:

$$\varphi(x) = 1/\sigma\sqrt{2\pi}\ \exp\left(-(x-\mu)^2/2\sigma^2\right) \quad \ldots\ldots \text{Gl. (4)}$$

Das Maximum der Normalverteilung liegt bei $x = \mu$, so daß sich aus Gl. (4) für $\varphi(x)_{x=\mu}$ ergibt:

$$\varphi(x)_{x=\mu} = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \quad \ldots\ldots \text{Gl. (5)}$$

Die Standardabweichung σ liegt bei $x = \mu \pm \sigma$, so daß sich aus Gl. (4) für $\varphi(x)_{x=\mu\pm\sigma}$ ergibt:

$$\varphi(x)_{x=\mu\pm\sigma} = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}}\ \frac{1}{1{,}67} \quad \ldots\ldots \text{Gl. (6)}$$

oder mit 1,67 auf 2 aufgerundet:

$$\varphi(x)_{x=\mu\pm\sigma} = \frac{1}{2}\cdot\frac{1}{2\sqrt{2\pi}} \quad \ldots\ldots \text{Gl. (7)}$$

Aus der Normalverteilung der Abb. 14 erhält man daraus die Standardabweichung, die ein Maß für die Meßgenauigkeit darstellt, indem man die Hälfte der Halbwertsbreite (Pfeillängen in Abb. 14) abliest.

Pro Legostein (3 TLDs) ergibt sich für die Standardabweichung $\sigma = \pm$ o,5 nC ($\hat{=}$ 17%), für die TLD-Platte (9 TLDs) $\sigma = \pm$ o,28 nC ($\hat{=}$ 1o%). Für die Messung der Abschaltdosis und BV-Eingangsdosisleistung wird eine Standardabweichung von 1o% als ausreichend angesehen (13).

4.6 Maximale Schwankungsbreite der Meßwerte

Ein anderes Maß für die Meßgenauigkeit einer Meßmethode ist neben der Feststellung der Standardabweichgung die Frage nach den maximalen Schwankungen der Meßwerte, d.h. zwischen welchen Extremen beiderseits des Mittelwerts liegen alle Meßergebnisse? Nach Abb. 15 ergibt sich für die TLD-Platte ein Wert von $\pm$ 15%, der durchaus in einer tolerablen Relation zur Standarabweichung ($\pm$ 1o%) steht.

Zusammenfassend kann zur Meßgenauigkeit folgendes ausgesagt werden: Bei der Messung von Dosiswerten um 3 mR mit CaF_2-TLDs liegen die Standardabweichung und die maximale Schwankung der Mittelwerte aus den 9 TLD-Anzeigen der TLD-Platte in einem Rahmen, der für die Überprüfung der Standarddaten Abschaltdosis und BV-Eingangsdosisleistung akzeptiert werden kann.

4.7 Vergleich der TLD-Dosiswerte mit den von einer Ionisationskammer angezeigten Werten

Messungen mit der TLD-Platte und mit der Ionisationskammer DALi zeigen eine gute Übereinstimmung bezüglich der gewonnenen Dosiswerte (Abb. 16) in einem Bereich, der für die Aufgabenstellung typisch ist (etwa o,5 bis 5 mR und bei 5o bis 8o kV). Die Abweichungen liegen unterhalb von $\pm$ 1o%.

Dazu ist anzumerken, daß besonders das TL-Material CaF_2 dazu neigt, bereits bei Umgebungstemperatur die gespeicherte Dosisinformation allmählich zu verlieren ("Fading" - (12)). Es kommt deshalb auf eine möglichst frühzeitige Auswertung der bestrahlten TLDs an, um die TL-Anzeigen nicht unnötig zu reduzieren. Denkbar wäre, die bestrahlten Kristalle bis zur Auswertung kühl zu lagern, was zu einer Reduzierung des Fadingeffekts führen könnte.

4.8 Zusammenfassung

Bei Wertung aller Ergebnisse kann festgestellt werden, daß eine Messung der BV-Eingangsdosisleistung und der Abschaltdosis auch mit CaF_2-TLDs möglich ist. Diese Methode wäre kostengünstig für den Betreiber, da die TLDs per Post versandt werden könnten.

Eine wesentliche Voraussetzung für die Anwendbarkeit der Methode ist die genaue Bestimmung der Kalibrierfaktoren für alle Strahlenqualitäten, die in den Praxen bzw. in den Kliniken zu diesem Zweck eingestellt werden.

Die Arbeit hat gezeigt, daß sich die erzielten Ergebnisse in einer akzeptablen Größenordnung bewegen, was Meßgenauigkeit bzw. Schwankungsbreite betrifft. Die Reproduzierbarkeit der Methode ist ebenfalls ausreichend.

5. Literatur

1. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV), BGBl. I (1973) 173
2. Richtlinie über die Aufzeichnung nach § 29 der Röntgenverordnung, 2. Bek. des BMJFG und des BMA v. 15.3.1974, Bundesgesundheitsblatt Nr. 8-9 (1974)
3. DIN 6800, Bl. 5: Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik; "Radio-Thermolumineszenz-Dosimetrie", Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1975)
4. Gesetz über Einheiten im Meßwesen v. 2.7.1969, BGBl. S. 709, S. 981, S. 2537
5. DIN 6800, Bl. 2: Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik; "Ionisationsdosimetrie", Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1975)
6. DIN 6800, Bl. 1: Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik; "Allgemeines zur Dosimetrie von Photonen- und Elektronenstrahlung nach der Sondenmethode", Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1975)
7. DIN 6815, Teil 2: Strahlenschutzprüfungen in medizinischen Röntgenbetrieben; "Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung medizinischer Röntgenanlagen bis 300 kV", Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1979)
8. Gebauer A., J. Lissner, O. Schott: Das Röntgenfernsehen, Thieme-Verlag, Stuttgart (1974)
9. ZVEI: Funktionskontrolle der automatischen Dosisleistungsregelung bei Röntgen-Bildverstärker-Fernsehsystemen, (1976)
10. Gesetz über das Meß- und Eichwesen (Eichgesetz), BGBl. S. 759, S. 2161, S. 2347
11. DIN 6814, Teil 2: Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; "Strahlenphysik", Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1980)
12. Liebe, M. A.: Verwendung von CaF_2-Thermolumineszenzdosimetern zur Bestimmung der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik, Med. Diss. Arbeit, Universität Düsseldorf (1978)
13. Ewen K.: Dosismessungen an medizinischen Röntgeneinrichtungen mittels TLD, PTB-Bericht, Dos-6 (1981) 91

14. Castrup W., J. Schütz: Dosismessungen an Röntgenanlagen mit Dosisregelung aus Medizinische Physik, Band 2, S. 673 ff

15. Schlungbaum W.: Medizinische Strahlenkunde, de-Gruyter-Verlag (1971)

16. Lissner J., O. Hug: Radiologie I, Enke-Verlag Stuttgart (1980)

17. Jaeger R., W. Hübner: Dosimetrie und Strahlenschutz, Thieme-Verlag, Stuttgart (1974)

Herrn Professor Dr. D. Günther danke ich herzlich für die Übernahme des ersten Gutachtens, ebenso Herrn Professor Dr. R. M. Jungblut für die Übernahme des zweiten Gutachtens.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. Klaus Ewen für die Überlassung des Themas, für seine Anregungen sowie für die Unterstützung, die er mir im Verlauf der Versuchsreihen zuteil werden ließ. Auch Herrn Kunz danke ich für seine fachmännische Hilfe bei der Handhabung der verschiedenen Röntgenanlagen.

Lebenslauf

a. Persönliches

Name	Rosmarie Settels geb. Kynast
Geburt	6.1o.194o in Magdeburg
Eheschließung	14.8.1965 mit Horst Settels
Kinder	zwei Töchter geb. 1971 und 1972

b. Bildungsweg

Volksschule	1947 - 1951
Gymnasium	1951 - 196o
Abitur an der Goethe-Schule in Düsseldorf	19. März 196o
Auslandsaufenthalt	196o - 1962
Studium der Mathematik an der Universität Köln	1962 - 1967
Studium der Medizin an der Universität Düsseldorf	seit dem WS 1977/78
Ärztliche Vorprüfung	18. März 198o
1. Abschnitt der ärztl. Prüfung	26. März 1981
2. Abschnitt der ärztl. Prüfung	26. August 1983
3. Abschnitt der ärztl. Prüfung	9. November 1984

Mönchengladbach, den 11. Januar 1985